

⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Patentschrift
⑯ DE 196 29 342 C 2

⑮ Int. Cl.⁶:
A 61 B 5/14
G 01 N 21/31
G 01 N 33/483

⑯ Aktenzeichen: 196 29 342.1-35
⑯ Anmeldetag: 20. 7. 96
⑯ Offenlegungstag: 29. 1. 98
⑯ Veröffentlichungstag der Patenterteilung: 2. 9. 99

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

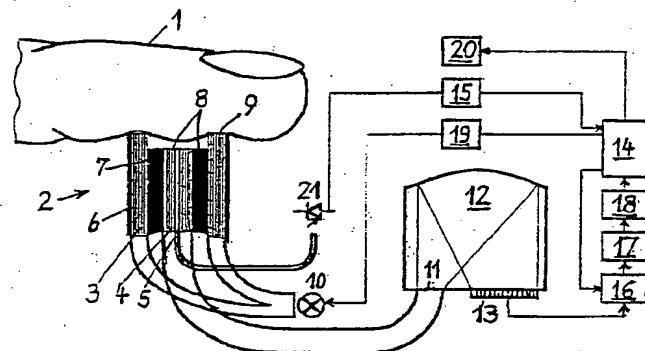
- ⑯ Patentinhaber:
EPSa Elektronik und Präzisionsbau Saalfeld GmbH
Niederl. Jena, 07745 Jena, DE
- ⑯ Vertreter:
R.-G. Pfeiffer und Kollegen, 07743 Jena
- ⑯ Erfinder:
Fischbacher, Christoph, Dipl.-Chem., 07747 Jena, DE; Jagemann, Kay-Uwe, Dipl.-Päd., 07749 Jena, DE; Papenkordt, Lutz, Dipl.-Ing., 07747 Jena, DE; Schüler, Jost, Dr., 07747 Jena, DE
- ⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
DE 35 41 165 C2
DE 43 39 067 A1
DE 32 15 879 A1
DE 29 34 190 A1
DE 81 26 894 U1

US 50 70 874
US 39 58 560
EP 01 60 768 B1
EP 00 30 610 B1
EP 06 23 308 A1
EP 06 23 307 A1
EP 06 23 306 A1
EP 04 04 562 A2
WO 94 16 614 A1
WO 90 07 905

KRUSE-JARRES, J.D., GLEß, U., JANATSCH, G.: Prüfung von Voraussetzungen für eine nicht-invasive und kontinuierliche IR-Spektroskopie der Blutglukose, In: Biomedizinische Technik, 1988, Bd. 33, Ergänzungsbd. 2, S. 211-212;
YOSHIYA, I., SHIMADA, Y., TANAKA, K.: Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip, In: Medical & Biological Engineering & Computering, Jan. 1980, Vol. 18, H. 1, S. 27-32;

- ⑯ Verfahren und Anordnung zur nicht-invasiven, transkutanen Bestimmung von Stoffkonzentrationen in Körpergeweben

- ⑯ Verfahren zur nicht-invasiven, transkutanen Bestimmung von Stoffkonzentrationen in Körpergeweben unter Anwendung der Spektralanalyse und einer Pulsmessung, bei der jeweils an einer Körperstelle der Grad der Blutfüllung des Gewebes in Abhängigkeit vom Pulsschlag erfaßt wird, dadurch gekennzeichnet, daß die zu analysierenden Spektren in den gleichen Phasenlagen des Pulssignals, bei einem bestimmten Grad der Blutfüllung, nacheinander aufgenommen werden und danach die Stoffkonzentration ermittelt wird.



Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zur nicht-invasiven, transkutanen Bestimmung von Stoffkonzentrationen in Körpergeweben gemäß der Gattung der Patentansprüche. Sie dient bspw. im sichtbaren Spektralbereich zur Bestimmung der Konzentration von Farbstoffen, wie Hämoglobin und Bilirubin, und im nahen IR-Bereich zur Bestimmung der Konzentration von Albumin, Glukose, Harnstoff, Cholesterin, Fett und anderen Stoffwechselprodukten sowie von Alkohol im Gewebe des menschlichen Körpers. Die Genauigkeit dieser Konzentrationsbestimmung unterliegt einer Reihe von Einflußfaktoren, die mehr oder weniger personenbezogen sind. Die wichtigsten dieser Einflußfaktoren sind die Art und Beschaffenheit von Haut und Gewebe und insbesondere die Durchblutung des vorzugsweise oberflächennahen Gewebes, die bei leichter Hautberührung schon verändert wird.

Zur nicht-invasiven, transkutanen spektralfotometrischen Bestimmung sind eine Reihe von Verfahren und Anordnungen bekannt, die diese Bestimmung in der Praxis ermöglichen sollen. Die DE 29 34 190 A1 beinhaltet die Messung der Extinktion im mittleren Bereich des IR-Spektrums an der Hauptabsorptionslinie eines zu bestimmenden Stoffes und bei einer Referenzwellenlänge und die Berechnung der interessierenden Stoffkonzentration aus den vorher gewonnenen Meßwerten. Auf Grund der geringen Eindringtiefe der Strahlung im mittleren IR-Bereich dürfte jedoch eine derartige transkutane Bestimmung nicht zu praktisch verwertbaren Ergebnissen führen.

Gemäß EP 0 160 768 B1, EP 0 623 307 A1, DE 35 41 165 C2, WO 90/07905 können Stoffkonzentrationen in Körperflüssigkeiten aus Extinktionsmessungen im nahen IR-Spektralbereich bei zwei bis sechs diskreten Wellenlängen ermittelt werden. Durch die Überlagerung des relativ geringen Meßeffektes mit der in diesem Spektralbereich hohen Absorption der Strahlung infolge des Wassers im Körper lassen sich damit keine hinreichenden Genauigkeiten erzielen. Außerdem werden die Meßergebnisse durch die physischen Unterschiede zwischen den Testpersonen negativ beeinflußt.

Anstatt diskreter Wellenlängen sind auch schon kontinuierliche Spektren in bestimmten Spektralbereichen verwendet worden. Ein derartiges Verfahren ist in der EP 0 623 306 A1 offenbart und bedarf zu seiner Funktion eines den Beleuchtungsstrahlengang intensitätsmodulierenden Zerhackers. Kontinuierliche Spektren werden auch in der Zeitschrift Biomedizinische Technik, Band 33, Ergänzungsband 2 (1988), Seiten 211/212 und der EP 0 404 562 A2 verwendet. Mit Standardlösungen bekannter Substanzen in vorgegebenen Konzentrationen werden Kalibriermodelle unter Anwendung linearer, multivariater statistischer Verfahren berechnet. Die Ermittlung der Stoffkonzentrationen in biologischen Flüssigkeiten bzw. in biologischem Gewebe erfolgt durch Messung eines Remissions- oder Transmissionsspektrums im nahen IR-Bereich und Berechnung der Stoffkonzentration aus dem Kalibriermodell. Höhere Genauigkeiten lassen sich durch die Anwendung künstlicher neuronaler Netze bei der Spektrenauswertung erzielen (DE 43 39 067 A1), weil bei entsprechender Netzarchitektur die Fähigkeit zur Modellierung nichtlinearer Zusammenhänge vorhanden ist. Die neuronalen Netze schätzen die Konzentrationen der gesuchten Substanzen an Hand der gemessenen Spektren und benötigt hierzu eine Vielzahl von Spektren mit bekannten Stoffkonzentrationen.

Die US 5 070 874 offenbart ein Verfahren zur Bestimmung der Blutzuckerkonzentration aus den zweiten Ablei-

tungen von Spektren in einem schmalen Spektralbereich des nahen Infrarot. Dieses Verfahren hat im angegebenen Wellenlängenbereich eine zu geringe Eindringtiefe und benötigt teure Empfänger.

- 5 Weitere transkutane, nicht auf spektralen Untersuchungen beruhende Meßmethoden offenbaren DE G 81 26 894.7, US 3 958 560 und EP 0 030 610 B1, die auf Laserstreulichtmessungen bzw. Polarisations- und Winkelmessungen basieren. Abgesehen davon, daß diese Verfahren teilweise nur
10 auf spezielle Anwendungen beschränkt und unter Vorbehalten anwendbar sind, erscheint die mit ihnen erreichbare Genauigkeit zu gering.

Auch ist ein pulsatisches Meßverfahren zur Bestimmung der Sauerstoffsättigung des Hämoglobins bekannt (Zeitschrift Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 18 (1980) 1, pages 27–32), das nur die durch die Pulsation verursachten Änderungen mißt und den durch das Gewebe absorbierten, konstant bleibenden Anteil der Signale wegfiltert. Dieses Verfahren ist bei den im vorliegenden Fall auftretenden sehr kleinen Meßsignalen im IR-Bereich nicht anwendbar.

Ebenfalls sehr kleine Meßsignale und relativ große Meßfehler ergeben sich bei einem Verfahren zur nicht-invasiven Messung der Konzentration von Blutbestandteilen gemäß der EP 0 623 308 A1 und bei der Konzentrationsbestimmung von Glukose, Ethylalkohol und anderen Blutbestandteilen gemäß der WO 94/16614 auf nicht-invasive Art und Weise, weil auch in diesen Fällen je ein Spektrum bei Systole und Diastole aufgenommen und aus beiden Spektren die Differenz gebildet wird.

Schließlich ist aus der DE 32 15 879 A1 ein Gerät zur Spektrenmessung in Blutbahnen bekannt, bei dem ein Diodenzeilenspektrometer die Apertur eines zu einer Sonde führenden Lichtleiters ohne Beschnitt aufnimmt. Abgesehen, vom erheblichen zu betreibenden Aufwand handelt es sich um ein in den menschlichen oder tierischen Körper transkutan einzuführendes Gerät mit allen Mängeln die einem damit verbundenem Eingriff anhaftet.

Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur nicht-invasiven, transkutanen Bestimmung von Stoffkonzentrationen in Körpergeweben unter Anwendung der Spektralanalyse zu schaffen, das bei der Untersuchung von Körperflüssigkeiten und Gewebe des lebenden Körpers genauigkeitsfördernd anwendbar ist, die aufgezeigten Mängel des Standes der Technik nicht beinhaltet und die durch den Pulsschlag und die Atmung bedingten Einflüsse der veränderten Blutfüllung des Gewebes zu eliminieren gestattet.

Gemäß der Erfindung wird diese Aufgabe durch die kennzeichnenden Merkmale der Patentansprüche 1 und 11 gelöst. Dadurch, daß die auszuwertenden Spektren immer in der gleichen Phasenlage des Pulssignals registriert bzw. aufgenommen werden, ist der gleiche Grad der Blutfüllung des Gewebes für alle Spektren gewährleistet, ist also der Einfluß der unterschiedlichen Blutfüllung auf die Spektren ausgeschaltet.

Vorzugsweise werden im Maximum oder an den Maxima der Blutfüllung einige Spektren registriert (getriggert) und ausgewertet. Da der Andruck eines dabei verwendeten Meßkopfes von erheblichem Einfluß auf die Blutfüllung und Streuung des unter ihm befindlichen Körpergewebes ist, muß der Meßkopf definiert gegen die Körperoberfläche gedrückt werden, so daß deutliche Pulssignale empfangen werden können. Wegen der unterschiedlichen Beschaffenheit der Körperhaut und des darunter befindlichen Gewebes bei den einzelnen Personen ist der Andruck zur Erreichung eines deutlichen Pulssignals personenabhängig. Ist der Meßkopf nicht richtig auf die Körperoberfläche aufgesetzt und

entsteht kein deutliches Pulssignal im Vergleich zu einem anteiligen Konstantsignal, so wird die Messung verworfen, oder es erfolgt keine Spektrentriggerung. In diesem Fall wird die Meßkopf neu aufgesetzt und der Meßvorgang erneut eingeleitet. Die Anordnung kann so getroffen sein, daß der Meßkopf im wesentlichen nur mit seinem die Körperoberfläche beleuchtenden Teil, nicht aber mit dem das Meßlicht zur Spektrenregistrierung ableitenden Teil die Körperoberfläche berührt. Das dem Pulsschlag entsprechende Signal weist einen Konstant- oder Gleichanteil und einen Wechselanteil auf, es ist amplitudenmoduliert. Die Gleich- und Wechselanteile des vom Pulsschlag beeinflußten Signals werden zur Gewinnung desjenigen Signals (Triggersignals), durch das die Spektrenregistrierungen erfolgen, von einander getrennt. Die Wechselanteile des Signals betragen 1 bis 3% der Gleichanteile und initiieren die Spektrenregistrierung bzw. -triggerung; betragen sie weniger als 1%, wird die zugehörige Messung oder Registrierung verworfen.

Der Grad der Blutfüllung des Körpergewebes kann nach verschiedenen Methoden bestimmt werden; vorzugsweise wird er optisch, und zwar fotometrisch bestimmt. Die Messung der Stoffkonzentration kann an Hand von Spektren durchgeführt werden, die im Auf- oder Durchlicht erzeugt worden sind. Vorteilhaft handelt es sich bei den Spektren um kontinuierliche Spektren oder mehr oder weniger große Ausschnitte davon.

Bei der Messung werden die Spektren nach Methoden der multivariaten Kalibration, z. B. nach der Partial least-squares Regression (H. Martens, Multivariate Calibration, Wiley, Chichester 1989, p. 247) oder unter Anwendung künstlicher neuronaler Netze des RBF-Typs (A. Cichocki, R. Unbehauen, Neural Networks for Optimization and Signal Processing, Wiley, Chichester 1993, p. 452) ausgewertet. Der Meßvorgang ist durch die Art der Spektrenaufnahme fehlerbehaftet. Zur weiteren Erhöhung der Zuverlässigkeit erfolgt eine Bewertung der Spektren über multivariate Distanz- und Korrelationsmaße, bspw. die Mahalanobis-Distanz. Bei einer bestimmten Abweichung des gemessenen Spektrums zum Mittelwertspektrum eines Kalibrationssatzes wird der Patient aufgefordert, den Meßvorgang zu wiederholen. Der Kalibrationssatz wird durch eine Vielzahl von Referenzmessungen an einer oder mehreren Personen gewonnen. Die Messung selbst kann in einem Spektralbereich von 300 bis 1400 nm erfolgen. Zur Bestimmung der Bilirubinkonzentration bei Säuglingen wird sie in einem Spektralbereich von 400 bis 600 nm vorgenommen. Im Spektralbereich von 800 bis 1300 nm dient die Messung der Ermittlung der Blutzukerkonzentration.

Der Grad der Blutfüllung des Körpergewebes kann auch aus einer Vielzahl von in schneller Folge aufgenommenen Spektren einer Körperstelle bestimmt werden.

Eine zur Durchführung des Verfahrens besonders geeignete Anordnung enthält einen dem Spektralanalysator zugeordneten Signalgeber, der in Abhängigkeit vom Pulsschlag ein elektrisches, amplitudenmoduliertes Signal erzeugt und mit einer Spektrenregistriereinrichtung verbunden ist, die nur dann Spektren registriert, wenn die Signalamplitude eine bestimmte Höhe erreicht hat. Vorteilhaft ist der Signalgeber als ein der Körperstelle im Strahlengang nachgeordneter Strahlungsempfänger ausgebildet, der in Abhängigkeit vom Pulsschlag zumindest einen Teil der von der Körperstelle beeinflußten Strahlung in das elektrische amplitudenmodulierte Signal umformt.

Zwischen der Körperstelle einerseits und dem Spektralanalysator bzw. dem Strahlungsempfänger andererseits sind aus Glasfasern bestehende Lichtleiter vorgesehen, die zumindest in der Nähe der Körperstelle koaxial zueinander angeordnet sind und von denen der beleuchtende Lichtleiter

peripher und der zum Strahlungsempfänger führende Lichtleiter zentral angeordnet ist. Dabei sind die in der Nähe der Körperstelle befindlichen ebenen, abgeschrägten oder gekrümmten Frontflächen der Lichtleiter zum Spektralanalysator und Strahlungsempfänger gegenüber der Frontfläche des beleuchtenden Lichtleiters zurückgesetzt. Auf diese Weise entsteht ein Lichtraum in der Nähe der Körperstelle, der den Zugang von Fremdlicht vermeidet, das spektral zu untersuchende Licht sammelt und die remittierende Körperstelle nicht belastet.

Zur Erzeugung kontinuierlicher Spektren ist die Strahlungsquelle breitbandig. Der Spektralanalysator weist eine Detektorzeile oder ein Detektorarray zur Umformung der optischen Signale des Spektrums in elektrische auf. Zur Trennung des Konstantsignals vom Wechselseignal und damit zur Schaffung eines exakten Auslösesignals für die Spektrenregistrierung und -auswertung ist zwischen der Strahlungsquelle und einer zentralen Signalverarbeitungselektronik ein elektrischer Separator vorgesehen. Eine Einrichtung zur Anzeige der gemessenen Stoffkonzentrationen, ein LC-Display, ist der Signalverarbeitungselektronik nachgeordnet.

Die Erfindung wird nachstehend an Hand der schematischen Zeichnung eines Ausführungsbeispiels näher erläutert.

Zur Untersuchung der Konzentration der Gewebeblutflüssigkeit eines Fingers 1 dient ein Meßkopf 2 mit drei zueinander koaxialen Faserbündeln 3, 4, 5, von denen das äußere Faserbündel 3 von einem Mantel 6 umgeben und bei denen zwischen den Faserbündeln 3 und 4 ein optischer Isolator 7 vorgesehen ist. Der Meßkopf 2 hat einen Außendurchmesser von ca. 9 mm und wird mit 1 kN/m² gegen die Haut des Fingers 1 (der Körperstelle) gedrückt. Eine gemeinsame Frontfläche 8 der Faserbündel 4, 5 ist gegenüber einer den Finger (Körper oder Meßstelle) 1 berührenden Frontfläche 9 des Faserbündels 3 um einen Betrag zurückgesetzt, der im vorliegenden Ausführungsbeispiel 5 mm beträgt. Das Faserbündel 3 führt Licht von einer breitbandigen Strahlungsquelle (Halogenlampe) 10 zur Meßstelle 1, das durch das Gewebe an der Meßstelle 1 spektral verändert und über das Faserbündel 4 zum Eintrittsspalt 11 eines Polychromators 12 gelenkt wird. Das Faserbündel 5, das auch nur eine Faser hinreichenden Querschnitts sein kann, läßt einen geringen Teil des von der Meßstelle am Finger 1 remittierten Lichtes zu einem Strahlungsempfänger (Fotodiode) 21 gelangen.

Der Polychromator 12 weist eine Detektorzeile (Detektorarray) 13 auf, auf die der Eintrittsspalt 11 in Form eines kontinuierlichen Spektrums abgebildet wird. Eintrittsspalt 11, Polychromator 12 und Detektorzeile 13 stellen einen Spektralanalysator dar. Fotodiode 21 und Detektorzeile 13 formen ihre empfangenen Lichtsignale in analoge elektrische Signale um, die in einer Signalverarbeitungselektronik 14 miteinander in geeigneter Weise verknüpft werden. Dem Strahlungsempfänger 21 ist ein elektrischer Separator 15 nachgeordnet, der von dem entsprechenden elektrischen Signal den durch den Pulsschlag im Finger 1 amplitudenveränderlichen Signalteil abtrennt und mit diesem über die Signalverarbeitungselektronik 14 die Registrierung des Spektrums bei maximaler Blutfüllung der Meßstelle 1 (und damit bei größter Lichtschwächung) triggert. Im vorliegenden Beispiel werden fünf Spektren in kurzen Zeitabständen nacheinander, durch den Pulsschlag getriggert, aufgenommen. Die Aufnahmedauer für ein Spektrum beträgt 100 Millisekunden und der zeitliche Abstand zweier benachbarter Spektrenaufnahmen in Abhängigkeit vom Pulsschlag 500 bis 1000 Millisekunden.

Zwischen der Detektorzeile 13 und der Signalverarbeitungselektronik 14 sind nacheinander eine Ansteuer- und

Ausleseeinheit 16 für die Detektorzeile 13, ein Signalverstärker 17 für die elektrischen Signale aus der Detektorzeile 13 und ein Analog/Digital-Wandler 18 zur Digitalisierung des Detektorsignals vorgesehen. In die zentrale Signalverarbeitungselektronik 14 ist ein Mikroprozessor mit einer Speichereinheit zur Meßablaufsteuerung und Signalverarbeitung integriert. Außerdem ist zwischen der Strahlungsquelle 10 und der Signalverarbeitungselektronik 14 eine Konstantstromquelle 19 angeordnet, die die Strahlungsquelle 10 zur Abgabe einer konstanten Strahlung veranlaßt. Die registrierten Spektren werden durch die Signalverarbeitungselektronik 14 ausgewertet und das Ergebnis, die Konzentration der Gewebeflüssigkeit, an einem LC-Display angezeigt.

Beim vorstehenden Ausführungsbeispiel wurde vorausgesetzt, daß die registrierten Spektren kontinuierlich sind. Es kann sich aber auch um diskrete Wellenlängen handeln, die eine einfarbige Lichtquelle oder die breitbandige Strahlungsquelle 10 mit einem Farbfilter oder einen Monochromator zur Voraussetzung haben. Auch können die Frontflächen 7 und /oder 8 anstatt eben angeschrägt oder gekrümmt sein und nach Art einer Ulbrichtschen Kugel wirken.

Es liegt auch im Rahmen der Erfindung, anstatt mit Hilfe des Wechselsignals der Fotodiode 21, den Grad der Blutfüllung des Gewebes aus einer Vielzahl von in schneller Folge (Zeitabstand < 100 Millisekunden) an einer Körperstelle aufgenommenen Spektren zu bestimmen. Bspw. können die Integrale der Spektren zur Bestimmung der Pulsmodulation verwendet werden. Dieses Integrationssignal entspricht dem Triggersignal der Fotodiode 21.

Die Erfindung umfaßt auch die Möglichkeit, aus einer Vielzahl von in schneller Folge aufgenommenen Spektren einer Körperstelle maximal ähnliche Spektren zur Bestimmung der Stoffkonzentration auszuwählen.

Bezugszeichenliste

35

- 1 Finger (Körper- oder Meßstelle)
- 2 Meßkopf
- 3, 4, 5 Faserbündel
- 6 Mantel
- 7 optischer Isolator
- 8, 9 Frontflächen
- 10 Strahlungsquelle (Fotodiode)
- 11 Eintrittsspalt
- 12 Polychromator
- 13 Detektorzeile (Detektorarray)
- 14 Signalverarbeitungselektronik
- 15 Separator
- 16 Ansteuer- und Ausleseeinheit
- 17 Signalverstärker
- 18 Analog/Digital-Wandler
- 19 Konstantstromquelle
- 20 LC-Display
- 21 Strahlungsempfänger (Signalgeber)

40

45

50

55

Patentansprüche

1. Verfahren zur nicht-invasiven, transkutanen Bestimmung von Stoffkonzentrationen in Körpergeweben unter Anwendung der Spektralanalyse und einer Pulsmessung, bei der jeweils an einer Körperstelle der Grad der Blutfüllung des Gewebes in Abhängigkeit vom Pulsschlag erfaßt wird, dadurch gekennzeichnet, daß die zu analysierenden Spektren in den gleichen Phasenlagen des Pulssignals, bei einem bestimmten Grad der Blutfüllung, nacheinander aufgenommen werden und danach die Stoffkonzentration ermittelt wird.
2. Verfahren gemäß Anspruch 1, dadurch gekenn-

zeichnet, daß die Spektrenregistrierung bei maximaler Blutfüllung des Gewebes erfolgt.

3. Verfahren gemäß Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestimmung der Stoffkonzentration mit einem Meßkopf (2) erfolgt, der mit einem persönlichen Druck gegen die Körperstelle (1) gedrückt wird.

4. Verfahren gemäß Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Gleich- und Wechselanteile des vom Pulsschlag ausgelösten Signals voneinander getrennt und die Wechselanteile zur Auslösung der Spektrenregistrierung und/oder zur Einstellung des Andrucks des Meßkopfes an die Körperstelle (1) verwendet werden.

5. Verfahren gemäß Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Grad der Blutfüllung des Gewebes an der Körperstelle (1) optisch bestimmt wird.

6. Verfahren gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestimmung von Stoffkonzentrationen im Auflicht oder im Durchlicht erfolgt.

7. Verfahren gemäß Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestimmung der Stoffkonzentrationen an Hand von kontinuierlichen Spektren, von Ausschnitten aus kontinuierlichen Spektren oder von mindestens zwei Einzelwellenlängen erfolgt.

8. Verfahren gemäß Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß zur Erkennung und Eliminierung von Fehlbestimmungen mittels multivariater Ähnlichkeitsmaße fehlerhafte Spektren von der weiteren Auswertung ausgeschlossen werden.

9. Verfahren gemäß mindestens einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß es zur Messung in einem Spektralbereich von 300 bis 1400 nm verwendet wird.

10. Verfahren gemäß mindestens einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Grad der Blutfüllung des Körpergewebes aus einer Vielzahl von in schneller Folge aufgenommenen Spektren bestimmt wird.

11. Anordnung zur nicht-invasiven, transkutanen Bestimmung von Stoffkonzentrationen in Körpergeweben unter Anwendung der Spektralanalyse und einer Pulsmessung, bei der die von einer Körperstelle beeinflußte Strahlung einer Strahlungsquelle zumindest teilweise in einem Spektralanalysator zur Konzentrationsbestimmung analysiert wird und dem Spektralanalysator ein Signalgeber zugeordnet ist, der in Abhängigkeit vom Pulsschlag ein elektrisches Signal erzeugt, dadurch gekennzeichnet, daß der Signalgeber (21) der Meßstelle (1) nachgeordnet und mit einer Spektrenregistriereinrichtung (13, 14) verbunden ist, die Spektren nur registriert, wenn die modulierte Amplitude des erzeugten elektrischen Signals eine bestimmte Höhe erreicht hat.

12. Anordnung gemäß Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Signalgeber als der Körperstelle (1) nachgeordneter Strahlungsempfänger (21) ausgebildet ist, der in Abhängigkeit vom Pulsschlag zumindest einen Teil der beeinflußten Strahlung in das elektrische Amplitudenmodulierte Signal umformt.

13. Anordnung gemäß Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen der Strahlungsquelle (10) und der Körperstelle (1) sowie zwischen der Körperstelle (1) und dem Spektralanalysator (11, 12, 13) sowie zwischen der Körperstelle (1) und dem Strahlungsempfänger (21) aus Glasfasern bestehende Lichtleiter (3, 4, 5) vorgesehen sind.

14. Anordnung gemäß Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest in der Nähe der Körperstelle (1) der Lichtleiter (4) zum Spektralanalysator (11, 12,

- 13) den Lichtleiter (5) zum Strahlungsempfänger (21) koaxial umgibt.
15. Anordnung gemäß Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtleiter (3) von der Strahlungsquelle (10) die Lichtleiter (4, 5) zum Spektralanalysator (11, 12, 13) und zum Strahlungsempfänger (21) zu mindest in der Nähe der Körperstelle (1) koaxial umgibt. 5
16. Anordnung gemäß Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß in der Nähe der Körperstelle (1) die gemeinsame Frontfläche (8) der Lichtleiter (4, 5) zum Spektralanalysator und zum Strahlungsempfänger gegenüber der Frontfläche (9) des Lichtleiters (3) von der Strahlungsquelle zurückgesetzt ist. 10
17. Anordnung gemäß Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Strahlungsquelle (10) breitbandig ist. 15
18. Anordnung gemäß Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Spektralanalysator eine Detektorzeile (13) aufweist.
19. Anordnung gemäß Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß dem Strahlungsempfänger (21) ein elektrischer Separator (15) nachgeordnet ist. 20
20. Anordnung gemäß Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß dem Spektralanalysator (11, 12, 13) eine Einrichtung (20) zur Anzeige der Konzentration nach- 25 geordnet ist.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

30

35

40

45

50

55

60

65

